SIMULACIÓN DEL EQUIVALENTE ELÉCTRICO DEL ARCO DE LA AORTA UTILIZANDO PSPICE®

R. Silva, C. Vásquez, A. D'Alessandro

Grupo de Bioingeniería y Biofísica Aplicada. Universidad Simón Bolívar,
P.O. Box 89.000, Caracas, 1080-A, Venezuela.
e-mail: 96-79192@usb.ve, cvasquez@gbba.usb.ve

RESUMEN:
Gracias a la similitud existente entre la Ley de Hagen-Pouseuille para circuitos hidráulicos y la Ley de Ohm para circuitos eléctricos, es posible obtener un equivalente eléctrico de cualquier sistema hidráulico. En tal sentido, se han desarrollado varios modelos que intentan reproducir el comportamiento de la circulación sanguínea periférica a la altura del Arco de la Aorta. En nuestro caso, se empleó el modelo propuesto por Guarini et al (1993) y se emuló su comportamiento en un programa de simulación computacional PSPICE de Microsim Corporation. Se ajustaron los valores de los distintos dispositivos y se obtuvo una simulación que se adecúa perfectamente a los valores observados clínicamente. De esta forma, se obtiene una herramienta computacional sencilla y eficiente, que se puede emplear mediante técnicas de ingeniería en reverso para diagnosticar el origen de una patología.

PALABRAS CLAVE:
Simulación, Arco de la Aorta, Volumen latido.

INTRODUCCIÓN:

La ley de Hagen-Pouseuille (DP = FP*RP) para circuitos hidráulicos, posee la misma estructura matemática que la ley de Ohm (V = I*R) para circuitos eléctricos, ello permite obtener un equivalente eléctrico de un sistema hidráulico. Tal es el caso del inicio de la circulación periférica a la altura del Arco de la Aorta.

Cuando el corazón eyecta un volumen latido hacia la circulación sistémica, parte de éste circula hacia las arterias periféricas mientras que otra porción se acumula en el Arco de la Aorta. De esta manera, el volumen almacenado incrementa localmente la presión sirviendo como un reservorio que convierte la energía potencial en energía cinética y amortigua la presión de bombeo pulsátil del corazón. Este efecto contribuye a proporcionar un volumen de sangre continuo hacia la circulación periférica y recibe el nombre de principio o modelo de Windkessel. Este nombre, de origen alemán, significa vaso de aire y se empleaba para identificar la cámara neumática que poseían las antiguas máquinas de extinción de incendios [1] cuya función consistía en proporcionar un flujo continuo de agua hacia la manguera.

El equivalente eléctrico del modelo de Windkessel es un circuito RC paralelo, donde R representa a la resistencia periférica total (resistencia hemodinámica equivalente de la red vascular periférica) y C representa la complacencia (adaptabilidad aórtica). En ese modelo no se consideran las características elásticas del resto de las arterias del cuerpo, por lo que es imposible estudiar la transmisión del pulso hacia el compartimiento arterial. En tal sentido, se han desarrollado otros modelos; primeramente el modelo de Windkessel modificado (Westkessel) [1], y posteriormente los modelos de Deswysen (1977) [2] y el de Guarini et al (1993) [3]. En estos modelos se toman en cuenta las características elásticas del resto de las arterias, por lo que se puede estudiar lo que sucede a la salida de la aorta.

El modelo implementado en este trabajo es el empleado por Guarini para la simulación del pulso arterial, pero utilizando los valores estándar definidos por Deswysen en 1977. Fue simulado empleando como herramienta el programa PSPICE de Microsim Corporation. SPICE (Simulation Program with Integrated Circuit Emphasis) desarrollado por el grupo CAD (Computer-Aided Design) de la Universidad de California en Berkeley en la década de los 70. PSPICE es una versión de SPICE para computadoras personales, desarrollada por Microsim Corporation. En la actualidad, PSPICE es el programa de computación más empleado a nivel mundial para predecir el comportamiento de los circuitos electrónicos [4].

METODOLOGÍA

En el circuito de la Figura 1, el ventrículo izquierdo es modelado por una capacitancia C1 en paralelo con una fuente de voltaje. La válvula aórtica está representada por un diodo D1 y una resistencia Rav. El diodo actúa como una barrera entre el ventrículo y la aorta mientras ocurre la diástole. La red vascular sistémica se encuentra representada por dos capacitancias, Cap y Cad, una inductancia L1, y dos resistencias Rt y Rsc. Las capacitancias están relacionadas con la distensibilidad de la aorta (Cap) y del resto de la red vascular (Cad), la inductancia representa la inercia de la sangre en su movimiento hacia la red vascular, y las resistencias representan las pérdidas derivadas de la fricción entre las moléculas que se encuentran fluyendo a través de la aorta (Rt) y del resto de la red vascular (Rsc).

Las técnicas de estimación proporcionan el método para seleccionar los parámetros que permiten ajustar el modelo al comportamiento actual del sistema. Es justamente a partir del ajuste de parámetros que Bernard Deswysen llega al primer modelo para simular el pulso arterial a nivel de la aorta. El modelo de Deswysen no incluye la resistencia de la válvula aórtica (Rav), la resistencia aórtica (Rt) ni la fuente de voltaje (Pmin); sin embargo, establece los parámetros estándar para el resto de los componentes:

Cap = 0.235 F
Cad = 0.024 F
L1 = 0.024 H
Rsc = 2.9 W

La resistencia aórtica, la resistencia de la válvula aórtica y la presión mínima (Pmin) fueron estimadas en función de que la gráfica obtenida en la simulación se asemejara a las gráficas presentadas en [1], tomadas de Selkurt, E. E. (1976), donde se muestran las curvas típicas de presión en el ventrículo izquierdo y en la aorta (Figura 2).

Empleando como referencia estas mismas gráficas, se diseñó un sistema de alimentación cuyas características se adaptaran a la curva de presión en el ventrículo izquierdo. En tal sentido, se colocaron en serie una fuente sinusoidal (V4) y una fuente de pulsos (DSTM1), ambas de frecuencia variable y en paralelo con un capacitor (C1) de 1.25 F. Modificando la frecuencia y la amplitud de ambas fuentes se pueden simular distintos escenarios de presión ventricular.

RESULTADOS

En el modelo propuesto por [1], la gráfica de la presión ventricular se asemeja a una onda senoidal rectificada a media onda. Sin embargo, en el modelo que se presenta en este trabajo el comportamiento se asemeja más al esperado, tal como se muestra en la Figura 3. Esta gráfica corresponde al voltaje en el nodo Ventrículo de la Figura 1. Esta onda de voltaje es la que interactúa con el resto del circuito permitiendo apreciar las formas de onda características en los demás nodos. A la misma, se le pueden variar la amplitud, la frecuencia, e incluso la relación entre las ondas senoidal y de pulso que la constituyen. Esto permite simular comportamientos anormales del corazón tales como eyección tardía, taquicardia, bradicardia, etc. y apreciar sus consecuencias.

En la Figura 4 se presentan las curvas de la presión aórtica y sistémica. Esta gráfica corresponde al voltaje en los nodos Aorta y Sistema de la Figura 1.

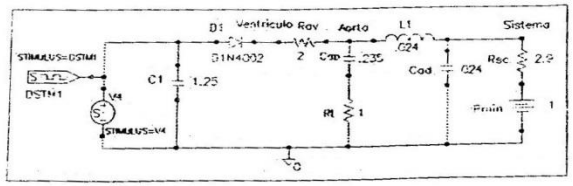

Figura 1. Circuito equivalente para la simulación del pulso arterial

La onda de presión aórtica obtenida en la simulación presenta el comportamiento típico encontrado utilizando técnicas invasivas y no invasivas. Comparando los resultados de la simulación con las curvas de presión de la Figura 2, se observa que en ambos casos el pulso presenta una fase ascendente hasta llegar a un máximo (presión sistólica), y luego desciende presentando una pequeña elevación al final de la sístole (nodo dicrótico) para después continuar descendiendo con una pendiente menor hasta alcanzar la presión mínima (diastólica, Pmin). El nodo dicrótico corresponde al pequeño reflujo que sucede al cerrarse la válvula aórtica.

En la curva de la presión sistémica no se observa reflujo, y se aprecia que la amplitud de la onda es mayor a la de la onda aórtica debido a la rigidez presente en el sistema, correspondiendo esto con mediciones reales in vivo.

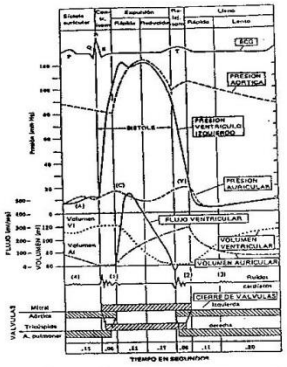

Figura 2. Curvas de presión y de volumen del corazón izquierdo durante el ciclo cardíaco. Fuente: Selkurt, E. E. (1976). Fisiología. El Ateneo, Argentina.

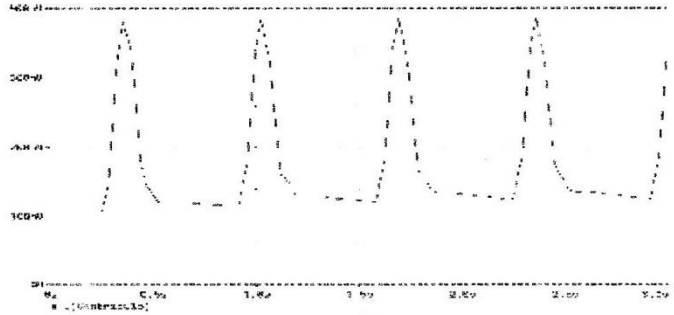

Figura 3. Eyección ventricular.

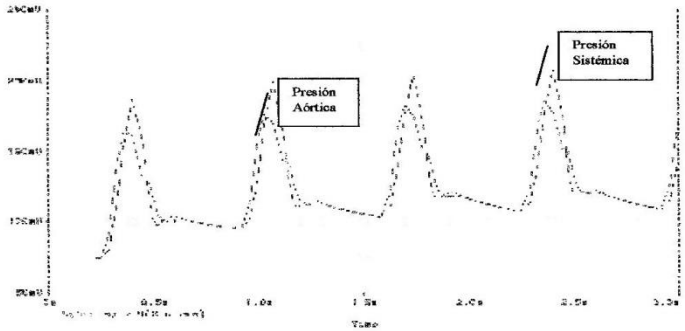

Figura 4. Presión aórtica y sistémica.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

El programa PSPICE, ampliamente utilizado para simular el comportamiento de circuitos electrónicos, se presenta como una herramienta excelente para simular sistemas biológicos, siempre y cuando exista la posibilidad de representar los mismos con un equivalente eléctrico.

El modelo propuesto, que incorpora nuevos elementos a los resultados de los modelos de Guarini y Deswysen, produce formas de onda que se asemejan sobremanera al comportamiento típico encontrado utilizando técnicas invasivas y no invasivas, tal como se aprecia al compara las figuras 2, 3 y 4.

El programa PSPICE permite variar los valores de los componentes, de manera que se pueden simular distintas situaciones fisiológicas e incluso hacer ingeniería en reverso (estimación de parámetros) tal como se plantea en el trabajo de Deswysen [2], lo que permitiría a partir de una señal real adqurida, determinar cual de los parámetros es el que produce la alteración observada.

A partir de este estudio, recomendamos la implementación de una interfaz gráfica basada en Visual Basic, para que el usuario sin nociones de programación en este ambiente se encuentre a gusto interactuando con los distintos parámetros de esta simulación. Para implementar esta simulación en Visual Basic, se modificarían directamente los parámetros escritos en el archivo .prj, generado por el programa Schematics de PSPICE, y serían llamados directamente por el programa Probe para mostrar los resultados deseados.

REFERENCIAS

[1] Antonio D'Alessandro Martínez, "Modelaje Matemático y Simulación de Sistemas Fisiológicos". Trabajo de Ascenso a Profesor Agregado de la Universidad Central de Venezuela, Caracas, diciembre de 1997.

[2] Bernard A. Deswysen, "Parameter Estimation of a Simple Model of the Left Ventricle and of the Systemic Vascular Bed, with Particular Attention to the Physical Meaning of the Left Ventricular Parameters". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-24, no. 1, January 1977.

[3] Marcelo Guarini, Jorge Urzua, Aldo Cipriano et al, "Estimación del Flujo Cardíaco Utilizando Técnicas de Optimización". X Congreso Chileno de Ingeniería.

[4] Walter Banzhaf, "Computer-Aided Circuit Analysis Using PSPICE", Segunda Edición. Regent's/Prentice Hall, New Jersey 1992.